

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-016214

(43)Date of publication of application : 20.01.1995

(51)Int.Cl.

A61B 5/0452

(21)Application number : 05-164456

(71)Applicant : NEC CORP

(22)Date of filing : 02.07.1993

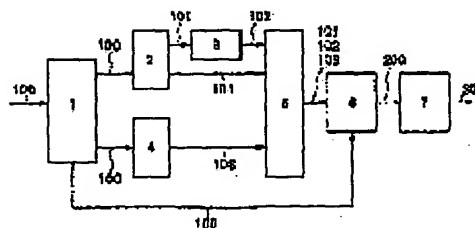
(72)Inventor : KENMOCHI SATOHISA

(54) ANALYZER FOR ELECTROCARDIOGRAM

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an analyzer for an electrocardiogram which can detect each partitioning point even by the use of only a limbs induction electrocardiogram with accuracy roughly identical to that of the use of a chest induction electrocardiogram.

CONSTITUTION: The analyzer is equipped with an input data memory section 1 storing electrocardiogram time series data required for computation of the amount of features for detecting each partitioning point, a wave form exaggeration section 2 computing exaggerated wave form time series data exaggerating the feature of an electrocardiogram, a refraction factor computing section 3 computing a refraction factor to be used for detecting each peak, and with a base line judging amount computing section 4 judging whether or not data are those located above the section of the base line. In addition to those, the analyzer is made up of a memory section for the amount of various features 5 storing exaggerated wave form time series data, a refraction factor, and a base line judging amount, a partitioning point detecting section 6 which searches for data stored in the memory section for the amount of various features so as to detect each partitioning point, and thereby outputs information on each partitioning point, and an analysis section 7 which analyzes the aforesaid information on each partitioning point received, and outputs diagnostic supporting information.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 02.07.1993

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 2536410

[Date of registration] 08.07.1996

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-16214

(43) 公開日 平成7年(1995)1月20日

(51) Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/0452		7638-4C	A 6 1 B 5/ 04	3 1 2 A
		7638-4C		3 1 2 C

審査請求 有 請求項の数1 O L (全 6 頁)

(21) 出願番号 特願平5-164456
(22) 出願日 平成5年(1993)7月2日

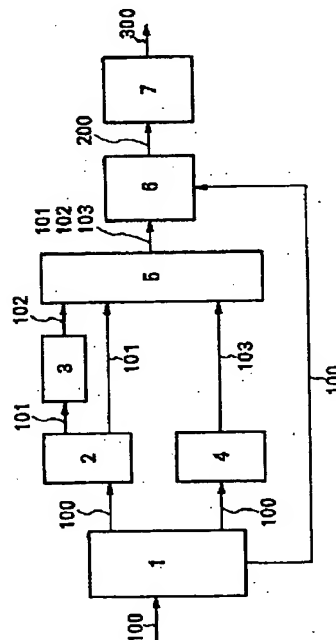
(71) 出願人 000004237
日本電気株式会社
東京都港区芝五丁目7番1号
(72) 発明者 剣持 聡久
東京都港区芝五丁目7番1号 日本電気株式会社社内
(74) 代理人 弁理士 京本 直樹 (外2名)

(54) 【発明の名称】 心電図解析装置

(57) 【要約】

【目的】 四肢誘導心電図データのみでも胸部誘導心電図を用いた場合と同程度以上の精度で区分点の検出が可能な心電図解析装置を提供する。

【構成】 区分点検出のための特徴量算出に要する心電図時系列データを記憶しておく入力データ記憶部1と、心電図波形の特徴を強調した強調波形時系列データを算出する波形強調部2と、ピーク検出に用いる屈曲度を算出する屈曲度算出部3と、データが基線部分上のものであるかを判別するための基線判別量を算出する基線判別量算出部4と、強調波形時系列データ、屈曲度、基線判別量を記憶しておく特徴諸量記憶部5と、特徴諸量記憶部5に記憶されたデータを探索して区分点を検出し、区分点情報を出力する区分点検出部6と、前記区分点情報を受けて解析し、診断支援情報を出力する解析部7とからなる。



1

【特許請求の範囲】

【請求項1】 心電図の区分点を検出し心電図の解析を行う心電図解析装置において、心電図時系列データを入力データとし、区分点検出のための特徴量算出に要する心電図時系列データを記憶しておくとともに出力する入力データ記憶部と、前記入力データ記憶部が出力する心電図時系列データから心電図波形の特徴を強調した強調波形時系列データを算出し出力する波形強調部と、前記波形強調部が出力する強調波形時系列データからピーク検出に用いる屈曲度を算出する屈曲度算出部と、前記入力データ記憶部が出力する心電図時系列データからデータが基線部分上のものであるかどうかを判別するための基線判別量を算出し出力する基線判別量算出部と、前記波形強調部が出力する強調波形時系列データと、前記屈曲度算出部が出力する屈曲度と、前記基線判別量算出部が出力する基線判別量を受けて記憶しておく特徴諸量記憶部と、前記特徴諸量記憶部に記憶された強調波形時系列データ、屈曲度及び基線判別量を探索して区分点を検出し、区分点の位置及び区分点における電位等、区分点情報を出力する区分点検出部と、前記区分点検出部が出力する区分点情報を受けて解析し、診断支援情報を出力する解析部と、を有することを特徴とする心電図解析装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、標準12誘導心電図のうち、計測が簡便な四肢誘導心電図のみを用いた場合でも精度良く区分点を検出でき、解析を行える心電図解析装置に関するものである。

【0002】 心電図は、心疾患の発見や診断、病態監視等、主に臨床場面で利用されている。また、ストレスや疲労の自律神経系への影響が心拍数や心拍揺らぎ等に現れることから、人間工学や産業医学といった分野でも利用されている。

【0003】 よって本発明は、医学、人間工学等、心電図を利用するすべての分野に適用できるものである。

【0004】

【従来の技術】 図2は、心電図を特徴付ける各波と区分点を例示したものである。心電図の自動解析では、1心拍中の区分点、すなわちPQRSTU各波の開始位置や終了位置、ピーク位置、それぞれにおける電位等を検出し、臨床生理の知見に則った解析により診断支援情報を出力する。ここで、区分点検出以降は臨床生理の知見に則った処理であるため、技術的には区分点検出の精度が要点となる。従来の心電図解析装置では、標準12誘導（胸部での6誘導及び四肢からの6誘導）のうち電位の大きい胸部誘導データを用いることにより、区分点認識率や位置決定精度の向上を図っている。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】 従来の心電図区分点検

2

出においては、主に胸部誘導データを用い、平滑化によるノイズ除去の後、2次微分もしくは2階差分を施して区分点の検出を行っている。

【0006】 胸部誘導では、電位が大きく特徴がはっきりした波形データを得ることができるが、胸部への電極貼付と安静仰臥姿勢の維持を要し、被計測者は拘束を強いられる。このため心理的負担も大きくなり、ストレス計測を目的とした心電図計測においては、無視できない変動因となる。一方、四肢誘導では、計測は簡便だが、得られる波形データの電位が小さい。このため、緩やかに変化するT波の開始点及び終了点が平滑化によって不明瞭になる、2次微分や2階差分による特徴強調の効果が現れにくい等により、区分点の検出が困難になる。これは解析結果の信頼性を損なう。

【0007】 もし、四肢誘導データのみでも胸部誘導データを用いた場合と同程度あるいはそれ以上の精度で区分点を検出できる心電図解析装置があれば、医療用途はいうまでもなく、ストレス計測等を目的とした心電図計測にも有用である。

【0008】 本発明の目的は、四肢誘導心電図データのみでも胸部誘導心電図データを用いた場合と同程度以上の精度で区分点を検出できる心電図解析装置を提供することにある。

【0009】 さらに本発明の他の目的は、区分点の位置関係を診断に利用する場合、例えば不整脈や興奮伝導異常を調べる場合には、胸部への電極貼付を不要にし、被計測者の負担を軽減するような心電図解析装置を提供することにある。

【0010】 さらに本発明の他の目的は、ストレス計測等、計測時の心理的負担がデータに影響を及ぼす可能性が高い場合に、計測時の拘束を軽減し、計測そのものが変動因となることを抑制できる心電図解析装置を提供することにある。

【0011】

【課題を解決するための手段】 本発明の心電図解析装置は、心電図の区分点を検出し心電図の解析を行う装置において、区分点検出のための特徴量算出に要する心電図時系列データを記憶しておく入力データ記憶部と、心電図波形の特徴を強調した強調波形時系列データを算出する波形強調部と、ピーク検出に用いる屈曲度を算出する屈曲度算出部と、データが基線部分上のものであるかどうかを判別するための基線判別量を算出する基線判別量算出部と、前記波形強調部が出力する強調波形時系列データと、前記屈曲度算出部が出力する屈曲度と、前記基線判別量算出部が出力する基線判別量を受けて記憶しておく特徴諸量記憶部と、前記特徴諸量記憶部に記憶された強調波形時系列データ、屈曲度及び基線判別量を探索して区分点を検出し、区分点の位置及び区分点における電位等、区分点情報を出力する区分点検出部と、前記区分点検出部が出力する区分点情報を受けて解析し、診断支援

情報を出力する解析部と、を有することを特徴とする。

【0012】

【作用】心電図の区分点を検出し心電図の解析を行う装置において、入力データ記憶部を有することから、区分点検出のための特徴量算出に要する心電図時系列データを記憶しておくことができ、波形強調部を有することから、心電図波形の特徴を強調した強調波形時系列データを算出することができ、屈曲度算出部を有することから、ピーク検出に用いる屈曲度を算出することができ、基線判別量算出部を有することから、データが基線部分上のものかどうかを判別するための基線判別量を算出することができ、特徴諸量記憶部を有することから、前記波形強調部が出力する強調波形時系列データと、前記屈曲度算出部が出力する屈曲度と、前記基線判別量算出部が出力する基線判別量を受けて記憶しておくことができ、区分点検出部を有することから、前記特徴諸量記憶部に記憶された強調波形時系列データ、屈曲度及び基線判別量を探索して区分点を検出し、区分点の位置及び区分点における電位等、区分点情報を出力することができ、解析部を有することから、前記区分点検出部が出力する区分点情報を受けて解析し、診断支援情報を出力することができる。

【0013】以上により、電位の小さい四肢誘導心電図データのみでも精度良く区分点を検出し、解析を行い、診断支援情報を出力することができる。

【0014】

【実施例】本発明の実施例について図面を参照して説明する。

【0015】本発明の心電図解析装置の一実施例の基本構成を図1に示す。

【0016】本発明の心電図解析装置は、区分点検出のための特徴量算出に要する心電図時系列データ100を記憶しておく入力データ記憶部1と、心電図波形の特徴を強調した強調波形時系列データ101を算出する波形強調部2と、ピーク検出に用いる屈曲度102を算出す*

*る屈曲度算出部3と、データが基線部分上のものかどうかを判別するための基線判別量103を算出する基線判別量算出部4と、前記波形強調部が出力する強調波形時系列データ101と、前記屈曲度算出部が出力する屈曲度102と、前記基線判別量算出部が出力する基線判別量103を受けて記憶しておく特徴諸量記憶部5と、前記特徴諸量記憶部5に記憶された強調波形時系列データ101と、屈曲度102及び基線判別量103を探索して区分点を検出し、区分点の位置及び区分点における電位等、区分点情報200を出力する区分点検出部6と、前記区分点検出部6が出力する区分点情報200を受けて解析し、診断支援情報300を出力する解析部7とを有している。

【0017】心電図の時系列データ100は入力データ記憶部1に入力される。入力データ記憶部1は先入れ先出し(FIFO)構造となっており、次々に得られる心電図の時系列データ100のうち、最新のデータまでのa個を記憶しておく。心電図の時系列データ100のうち最新のデータを x_i とし、入力データ記憶部1に記憶されている心電図データを X_i ($i=1, 2, \dots, a$)とすると、

$$X_1 = x_a, \dots, X_{a-1} = x_2, X_a = x_1$$

となる。記憶しておくデータの個数aには、後記波形強調部2、後記屈曲度算出部3、後記基線判別量算出部4、後記区分点検出部6における処理に十分な数を予め指定しておく。

【0018】波形強調部2は、前記入力データ記憶部1に記憶されている心電図時系列データ100から波形強調演算に必要なb個のデータを読み出し、強調波形時系列データ101を算出する。強調波形データ101としては、例えばパワーの急変を反映する2乗平均値を用い、

【0019】

$$Y_j = Y_{j-1} = \frac{1}{b} \left\{ \sum_{k=-\frac{(b-1)}{2}}^{+\frac{(b-1)}{2}} (X_k + C_1)^2 \right\} + C_2$$

$$(i = \frac{b-1}{2} + 1, \frac{b-1}{2} + 2, \dots, a - \frac{b-1}{2}; j = 1, 2, \dots, a - b + 1)$$

【0020】を算出する。bは2乗平均値の算出に用いる X_i の個数であり、3以上の奇数である。 C_1 は定数で、 $0 < X_i < 1$ のとき $X_i^2 < X_i$ となつて波形が縮小されることを防ぐために加えてある。 C_2 も定数で、 C_1 を加えたことによる波形のシフトを戻すためのものである。 $C_2 = -C_1$ とすれば、 $X_i = 0$ の値が保存されることになる。

【0021】屈曲度算出部3は、前記波形強調部2が出力する強調波形時系列データ101を受けとり、屈曲度

102を算出する。屈曲度102としては、例えば、2階差分を利用し、

$$R_k = R_{k-1} = 2Y_j - (Y_{j-1} + Y_{j+1})$$

$$(j = m+1, m+2, \dots, a - (b-1) - m; k = 1, 2, \dots, a - (b-1) - 2m)$$

を算出する。ここで、mは、2階差分の幅をM(3以上の奇数)としたとき、 $m = (M-1)/2$ となる数である。この屈曲度102は、強調波形時系列データ101から求められているので、四肢誘導心電図のように電位が小さい

場合でもピークを鋭敏に反映するものとなる。

【0022】基線判別量算出部4は、前記入カデータ記憶部1に記憶されている心電図時系列データ100を必要個数読み出し、基線判別量103を算出する。心電図においては、基線部分とPQRSTU各波の部分で短区間の分散に差があることを利用し、例えば、

【0023】

$$B_h = \begin{cases} 0 & (v_h < TH_{v1}) \\ \frac{v_h - TH_{v1}}{v_h} & (TH_{v1} \leq v_h \leq TH_{v2}) \\ 1 & (v_h > TH_{v2}) \end{cases} \quad (h=1, 2, \dots, a-(w-1))$$

【0024】を基線判別量103として算出する。ここで、 v_h は短区間内での心電図時系列データの分散である。 TH_{v1} は、心電図波形におけるピークと基線との判別の基準となる基線分散閾値である。 TH_{v2} は、 X_i が心電図波形のピーク部分にあるか否かを判断する基準となるピーク分散閾値である。 w は v_h の算出に用いる心電図時系列データの個数で、3以上の奇数である。短区間における分散 v_h は、

【0025】

$$v_h = \frac{1}{w} \sum_{k=1}^{a-(w-1)} (X_{h+\frac{w-1}{2}} - \mu_h)^2$$

$$(h=1, 2, \dots, a-(w-1))$$

【0026】のように求めることができる。ここで、 w は区間に含まれるデータの個数、 μ_h は短区間における心電図データの平均値であり、

【0027】

$$\mu_h = \frac{1}{w} \sum_{i=h}^{h+w-1} X_i$$

$$(h=1, 2, \dots, a-(w-1))$$

【0028】のように表すことができる。基線分散閾値 TH_{v1} 及びピーク分散閾値 TH_{v2} には、適切な値を予め指定しておくか、利用者が指定する。

【0029】ここで求められた B_h は、 $B_h=1$ ならば $X_{h+\frac{w-1}{2}}$ がピーク部分にあることを、 $B_h=0$ ならば $X_{h+\frac{w-1}{2}}$ が基線部分にあることを意味するものとなる。

【0030】特徴諸量記憶部5は、先入れ先出し(FIFO)構造となっており、前述の強調波形時系列データ101、屈曲度102及び基線判別量103を受け、これらについて、所定個数の最新データを記憶しておく。

【0031】区分点検出部6は、心電図における区分点

(図2参照)を検出する。各区分点の時間間隔には、生理学的知見に基づく正常範囲がある。通常、心電図の区分点検出においては、基準となるR波ピーク位置をはじめに検出する。その他の区分点については、各区分点の正常範囲とR波ピーク位置との相対的位置関係から適当な範囲を探索し、決定してゆくのが最も効率的である。本実施例においても、従来手法と同様の手順で区分点の探索範囲を設定することし、R波ピーク位置の検出から説明する。

【0032】R波ピーク検出には、特徴諸量記憶部5に記憶された特徴諸量のうち、屈曲度 R_k を用いる。

【0033】まず最新の屈曲度 R_k の値を既定の閾値 TH_r と比較し、 $R_k \geq TH_r$ ならば、 k が減少する方向に R_k を探索する。所定の探索範囲内で、 $R_k \geq TH_r$ かつ R_k にピークが存在した場合は、そのときの $k=k_i$ に対応する i を、心電図R波ピーク位置 i_r とする。

【0034】R波ピーク位置決定後、各区分点の探索範囲を探索し、順次、区分点を決定する。以下、例として、Q波開始点及びT波終了点の探索と決定を説明する。

【0035】Q波開始点検出には、心電図R波ピーク位置を検出した後、 k_i に対応する $h=h_i$ から、 h が減少する方向に B_h の値と既定の閾値 TH_{h0} と比較しつつ探索する。 $B_h \leq TH_{h0}$ となった $h=h_0$ をQ波開始点とし、 h_0 に対応する i を、心電図Q波開始点位置 i_0 とする。

【0036】T波終了点検出の場合は、R波ピーク位置 i_r から、RTだけ後方(時間的に新しい方)がT波終了点探索の始点となる。ここでRTは、生理学的知見に基づく値であり、T波終了点の探索開始点がT波部分に入るよう定められたものである。 h が増加する方向に B_h の値と既定の閾値 TH_{h1} と比較しつつ探索し、 $B_h \leq TH_{h1}$ となった $h=h_1$ をT波終了点とし、 h_1 に対応する i を、心電図T波終了点位置 i_1 とする。

【0037】他の区分点についても、各区分点に設定された探索範囲内で、ピークについては屈曲度 R_k と各ピーク用の閾値との比較により、基線部分と各波との境界については基線判別量 B_h と閾値との比較により探索し、決定する。

【0038】各区分点位置の計測値を入力データ記憶部1から読み出すことにより、ピークの位置とそのときの計測値は i_r 及び X_{i_r} のように、各波開始点の位置とそのときの計測値は i_0 及び X_{i_0} のように、各波終了点の位置とそのときの計測値は i_1 及び X_{i_1} のように求められる。区分点検出部6は、これらを組にしたものを区分点情報200として出力する。

【0039】解析部7は、前記区分点検出部6が出力した区分点情報200を受け、例えば、R波ピークの区間

から心拍間隔が正常か否か、P波ピークとR波ピークの
間隔から心室ブロックがあるかどうか等を解析し、不整
脈の出現、心臓における興奮伝導異常等、診断支援情報
300を出力する。

【0040】実際には、日本電気三栄(株)製4529
8及び47348等の心電図用電極及び誘導コードを用
いて誘導され、日本電気三栄(株)製1270A及び1
253A等の心電図用アンプで増幅された心電図を、日
本電気(株)製PC-9800シリーズ等のパーソナル
コンピュータに組み込んだカノープス製ADX-98E
等のA/DコンバータでA/D変換することにより、心
電図時系列データを得ることができる。得られた心電図
時系列データについて、前述の処理を日本電気(株)製
PC-9800シリーズ等のパーソナルコンピュータの
プログラムとして動作させ、診断支援情報300をCR
T等に出力させることにより、本発明の心電図解析装置
が実現する。

【0041】なお、前述の区分点検出処理の実例とし
て、実際のII誘導心電図データについて、R波ピー
ク、Q波開始点、T波終了点を検出した例を図3に示
す。この検出例では、300Hzでサンプリングした心
電図時系列データを用いており、上述のX1、Y1、R
k、Bhについて、 $a=3.01$ 、 $b=1.1$ 、 $C_1=1$ 、
 $C_2=-1$ 、 $m=5$ 、 $w=1.1$ 、 $TH_{v_1}=0.0003$ 、
 $TH_{v_2}=0.2$ 、 $TH_{v_3}=0.5mV$ 、 $TH_{v_4}=0.9$ 、
 $TH_{v_5}=0.3$ 、 $RT=200m秒$ として
算出したものである。

【0042】

【発明の効果】本発明を用いることにより、四肢誘導心
電図データのみでも胸部誘導心電図データを用いた場合
と同程度以上の精度で区分点を検出でき、心電図解析を

行うことができる。

【0043】さらに、区分点の位置関係を診断に利用す
る場合、例えば不整脈や興奮伝導異常を調べる場合に
は、胸部への電極貼付を不要にでき、被計測者の負担を
軽減することができる。

【0044】さらに、ストレス計測等、計測時の心理的
負担がデータに影響を及ぼす可能性が高い場合に、計測
時の拘束を軽減し、計測そのものが変動因となることを
抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の心電図解析装置の一実施例の基本構成
を示す図である。

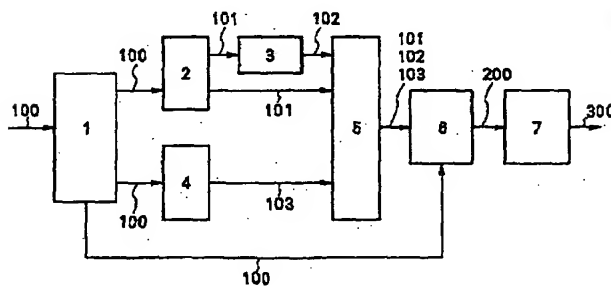
【図2】心電図の区分点を示す図である(日本医師会
編:心電図のABC、協和企画通信、1992を参照し
た)。

【図3】本発明の心電図解析装置を用いて心電図の区分
点検出を行った結果を例示する図である。

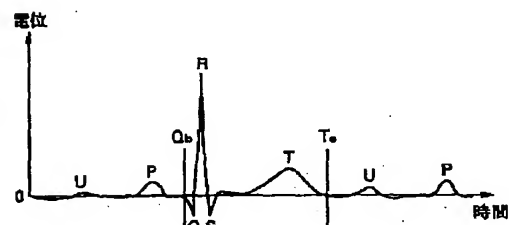
【符号の説明】

- 1 入力データ記憶部
- 2 波形強調部
- 3 屈曲度算出部
- 4 基線判別量算出部
- 5 特徴諸量記憶部
- 6 区分点検出部
- 7 解析部
- 100 心電図時系列データ
- 101 強調波形時系列データ
- 102 屈曲度
- 103 基線判別量
- 200 区分点情報
- 300 診断支援情報

【図1】



【図2】



(6)

特開平7-16214

【図3】

